

**Cardiac pacemaker**

Patent Number: ☐ US4867160  
Publication date: 1989-09-19  
Inventor(s): SCHALDACH MAX (DE)  
Applicant(s):: BIOTRONIK MESS & THERAPIEG (DE)  
Requested Patent: ☐ DE3533597  
Application Number: US19860908291 19860917  
Priority Number(s): DE19853533597 19850918  
IPC Classification: A61N1/36  
EC Classification: A61N1/365C  
Equivalents: ☐ EP0228985

---

**Abstract**

---

A cardiac pacemaker having circuitry for varying the pacing rate, in accordance with a signal recorded in the patient's body and correlated with the stroke volume, in which for automatic adaptation of the functional dependency of the pacing rate on the value correlated with the stroke volume at the maximum allowable or expected physical exertion on the part of the patient, the pacing rate is varied in a range adapted to this exertion; as a reference point for the functional dependency, the particular rate is associated with the particular stroke volume at which the product of the stroke volume and the pacing rate is a maximum.

Data supplied from the esp@cenet database - I2

⑬ BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES  
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑪ **DE 3533597 A1**

⑳ Aktenzeichen: P 35 33 597.1 -  
㉔ Anmeldetag: 18. 9. 85  
㉕ Offenlegungstag: 16. 4. 87

⑤① Int. Cl. 4:  
**A61 N 1/36**  
A 61 H 31/00 *FF*

⑦

DE 3533597 A1

⑦① Anmelder:

Biotronik Meß- und Therapiegeräte GmbH & Co  
Ingenieurbüro Berlin, 1000 Berlin, DE

⑦④ Vertreter:

Christiansen, H., Dipl.-Ing., PAT.-ANW., 1000 Berlin

⑦② Erfinder:

Schaldach, Max, Prof. Dr.-Ing., 8520 Erlangen, DE

⑤④ **Herzschrittmacher**

Herzschrittmacher mit Schaltungsmitteln zur Beeinflussung der Stimulationsrate, in Abhängigkeit von einem mit dem Schlagvolumen korrelierten im Patientenkörper aufgenommenen Signal, bei dem zur selbsttätigen Anpassung der funktionalen Abhängigkeit der Stimulationsrate von der mit dem Schlagvolumen korrelierten Größe unter der maximalen zumutbaren oder zu erwartenden körperlichen Belastung des Patienten die Stimulationsrate in einem dieser Belastung angepaßten Bereich variiert wird, wobei als Bezugspunkt für die funktionale Abhängigkeit diejenige Rate demjenigen Schlagvolumen zugeordnet wird, bei dem das Produkt von Schlagvolumen und Stimulationsrate ein Maximum ist.

DE 3533597 A1

## Patentansprüche

1. Herzschrittmacher mit Schaltungsmitteln zur Beeinflussung der Stimulationsrate, in Abhängigkeit von einem mit dem Schlagvolumen korrelierten im Patientenkörper aufgenommenen Signal, dadurch gekennzeichnet, daß zur selbsttätigen Anpassung der funktionalen Abhängigkeit der Stimulationsrate von der mit dem Schlagvolumen korrelierten Größe unter der maximalen zumutbaren oder zu erwartenden körperlichen Belastung des Patienten die Stimulationsrate in einem dieser Belastung angepaßten Bereich variiert wird, wobei als Bezugspunkt für die funktionale Abhängigkeit diejenige Rate demjenigen Schlagvolumen zugeordnet wird, bei dem das Produkt von Schlagvolumen und Stimulationsrate ein Maximum ist.
2. Herzschrittmacher nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der Bezugspunkt am Ende oder in der Nähe des Endes einer die funktionale Abhängigkeit festlegenden Arbeitskennlinie oder eines Regelbereiches bezüglich großer körperlicher Belastung gelegen ist.
3. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß vorgesehen sind:

Schaltmittel, welche die Stimulationsrate in einem großer körperlicher Belastung angepaßten Bereich variieren,

Schaltmittel, welche im durchlaufenen Bereich bei Erreichen eines Wertepaares von Stimulationsrate und erfaßtem Schlagvolumen, dessen Produkt größer ist als das des bisher größten ermittelten Wertepaares dieses Wertepaar festhalten sowie

Interpolationsmittel, welche Wertepaare für die Beeinflussung der Stimulationsrate, ausgehend von einem Bereich mindestens in der Nähe des ersten Wertepaares, im Bereich kleinerer Stimulationsraten und Schlagvolumina vorsehen.

4. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Arbeitskennlinie im wesentlichen eine Gerade bildet bzw. ein entsprechender Regelbereich einen geradlinig langgestreckten Bereich umfaßt.
5. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Wertepaar für einen der körperlichen Ruhe entsprechenden Belastungszustand durch Zuordnung einer geeigneten niedrigen Stimulationsrate zu dem sich dabei einstellenden Schlagvolumen vorgegeben wird.
6. Herzschrittmacher nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß eine Arbeitskennlinie durch Interpolation zwischen dem der Belastung und dem der körperlichen Ruhe zugeordneten Wertepaare festgelegt wird.
7. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Sensor für eine mit der körperlichen Belastung korrelierter Sensor vorgesehen ist, der oberhalb/unterhalb eines vorgegebenen bzw. durch externe Programmiermittel vorgegebenen Grenzwerts einen Wertepaare festlegenden Eichzyklus auslösendes Signal abgibt.

8. Herzschrittmacher nach einem der vorangehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß ein Eichzyklus durch externe Programmiermittel auslösbar ist.

## Beschreibung

Die Erfindung betrifft einen Herzschrittmacher der im Oberbegriff des Anspruchs 1 angegebenen Art, bei dem die Stimulationsrate mindestens mittelbar vom Schlagvolumen beeinflusst wird.

Bei derartigen Schrittmachern besteht die Schwierigkeit, die Abhängigkeit der Rate von einer mit dem Schlagvolumen korrespondierenden Größe Patienten individuell einzustellen, da die kardialen Gegebenheiten patientenindividuell verschieden sind.

Zur exakten Angleichung des Schrittmachers an das Individuum ist die Kenntnis des nichtlinearen Zusammenhangs zwischen Herzzeitvolumen, Schlagvolumen, Herzrate und Belastung notwendig, wobei eine Steuerkennlinie oder ein Regelbereich ausgewählt werden muß.

Da eine derartige punktweise Überprüfung und Einstellung eines Arbeitsbereiches relativ aufwendig ist, liegt der im Anspruch 1 angegebenen Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Anordnung anzugeben, welche es ermöglicht, die funktionale Abhängigkeit der Herzfrequenz vom Schlagvolumen auf einfache Weise zu optimieren und gegebenenfalls periodisch zu überprüfen.

Die Erfindung beruht insbesondere auf der Erkenntnis, daß der Bereich großer körperlicher Belastung leicht einzuhalten ist, da das Schlagvolumen sich dann wegen der Grenze der Adaptionfähigkeit des Herzens nicht mehr ändert und somit die Belastung nicht bekannt zu sein braucht.

Besonders vorteilhaft ist, daß im Normalfall auf eine punktweise Anpassung des sich einstellenden Herzzeitvolumens an die äußere Belastung verzichtet werden kann, was eine wesentliche Erleichterung für den Patienten mit sich bringt. Auch kann auf ein Ergometer oder ähnliche Meßmittel, wie sie bei der Aufnahme eines Belastungs-EKG notwendig sind, verzichtet werden. Die Anordnung kann sogar günstig derart ausgebildet werden, daß regelmäßig selbsttätig eine Anpassung an wechselnde Randbedingungen bezüglich Herzverhalten und Lebensumständen erfolgt. Insbesondere folgt das System einer Besserung der Leistungsfähigkeit. Trotzdem ist eine Kontrolle und Neueinstellung auch durch den behandelnden Arzt möglich, der durch die Tendenz inzwischen eingetretener selbsttätiger Veränderungen eine diagnostische Hilfe erhält.

Vorteilhafte Weiterbildungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen gekennzeichnet bzw. werden nachstehend zusammen mit der Beschreibung der bevorzugten Ausführung der Erfindung anhand der Figuren näher dargestellt. Es zeigt

Fig. 1 Eine Perspektivzeichnung zur Funktion eines Schlagvolumen gesteuerten Schrittmachers,

Fig. 2 ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel nach der Erfindung in Blockdarstellung sowie

Fig. 3 ein Diagramm zur Funktion des Ausführungsbeispiels.

In Fig. 1 ist in einer grafischen Darstellung das Herzzeitvolumen (HZV) in Abhängigkeit von der Herzrate und im Schlagvolumen angegeben. Diese Darstellung für die Steuerung des Schrittmachers besondere Bedeutung, da das Herzzeitvolumen ein Maß für die Lei-

stungsfähigkeit des Herzens ist und die Veränderung der Herzrate kein ausreichendes Kriterium darstellt, wenn das erzielbare Schlagvolumen außer Betracht gelassen wird. Das HZV-Diagramm zeigt den rein mathematischen Zusammenhang, der sich rechnerisch durch Multiplikation ergibt. Das Schlagvolumen ist zwischen dem minimalen und maximalen Wert veränderbar, wobei entsprechendes für die Herzrate gilt. Beim Schrittmacher läßt sich jedoch nur die Herzrate beeinflussen, während das Schlagvolumen gemäß der vorhandenen Adaptionsfähigkeit des Herzens selbsttätig einstellt. Es liefert also einerseits als Produkt mit der Herzrate ein Maß für die aktuelle Leistung des Herzens, während andererseits eine Verkleinerung oder Vergrößerung bezogen auf eine konstante Herzrate ein Kriterium dahingehend bildet, daß das körperinterne Regelsystem eine Vergrößerung oder Verkleinerung des Herzzeitvolumens wünscht, soweit diese Adaptionsfähigkeit bei dem betreffenden Patienten noch vorhanden ist.

In einem weiteren Diagramm ist die Abhängigkeit des Schlagvolumens ( $SV$ ) von der Herzrate und der Belastung ( $L$ ) wiedergegeben, wobei die axiale Richtung entsprechend dem anderen Diagramm gewählt wurde, um einen vereinfachten Vergleich zu ermöglichen. Dabei zeigt sich, daß das Schlagvolumen bei beschränkter Adaptionsfähigkeit des Herzens zu höheren Werten hin begrenzt ist, wobei zu höheren Frequenzwerten sich das Schlagvolumen verkleinert, weil die Kammerfüllung sich verringert. Durch Vergleich der beiden Diagramme läßt sich nunmehr der Arbeitsbereich des Schrittmachers festlegen, wenn nämlich davon ausgegangen wird, daß die Last nicht wesentlich vom Herzzeitvolumen abweichen darf, wenn das Leistungsvermögen des Herzens der Belastung längerfristig adäquat sein soll.

Es zeigt sich also, daß eine zu starke Heraufsetzung der Herzfrequenz (Kennlinie mit geringer Steigung in bezug auf Achse  $HR$ ) zu einem Absinken des Herzzeitvolumens führt und daher im dargestellten Fall nicht günstig ist. Günstig ist dagegen der eingezeichnete Verlauf einer Kennlinie, wobei die Belastung des betreffenden Patienten wegen der eingeschränkten Volumenadaptation des Herzens begrenzt bleiben muß. Verläuft das Kennfeld gemäß Fig. 6c dagegen zu höheren Frequenzen  $HR$  hin — wie gestrichelt dargestellt — so kann die Arbeitskennlinie flacher gewählt werden zu höheren Herzfrequenzen hin ist ein Bereich ohne Verringerung des Schlagvolumens erreichbar, bei dem das Herzzeitvolumen entsprechend vergrößert ist. Diesen Erkenntnissen trägt die erfindungsgemäße Anordnung Rechnung.

Die Erläuterung des erfindungsgemäßen Ausführungsbeispiels soll nunmehr anhand der Blockdarstellung gemäß Fig. 2 vorgenommen werden, wobei auf das Diagramm nach Fig. 3 bedarfsweise verwiesen wird.

In Fig. 2 ist ein üblicher Schrittmacher vorgesehen, welcher mit einem schematisch dargestellten Herzen 2 in Wechselwirkung tritt. Der Schrittmacher weist die bekannten Maßnahmen auf, welche eine Konkurrenz der Stimulationsimpulse mit Herzeigenaktionen verhindern. Zusätzlich ist ein Sensor für eine mit dem Schlagvolumen korrelierte Größe vorgesehen, wie sie beispielsweise mittels Elektropletismografie gewonnen werden kann. Ein entsprechender Meßwertaufnehmer 3 steuert einen Analog-Digital-Wandler 4 an, dessen Ausgangssignal einen Speicher 5 adressiert, welcher matrixartig organisiert ist, wobei im Falle einer üblichen Speicherstruktur — beispielsweise im Zusammenhang mit einem Mikroprozessorsystem — das Ausgangssignal

des Analog-Digital-Wandlers 4 eines einen größeren Speicherbereich adressierenden Datenwortes bildet. Im normalen Betrieb werden durch die wechselnden digitalisierenden Kammervolumenwerte zugehörige Frequenzwerte ausgelesen, welche einen digital ansteuerbaren Oszillator in seiner Frequenz beeinflussen. Der Oszillator 6 gibt die Grundrate des Schrittmachers vor und ist im Falle eines Demand-Schrittmachers durch Herzeigenaktionen rücksetzbar, so daß er das Escape-Intervall des Schrittmachers definiert.

Die gespeicherten Werte bestimmen eine Arbeitskennlinie, welche bevorzugt eine Gerade bildet und im Diagramm gemäß Fig. 3, in dem der Zusammenhang zwischen Herzrate ( $HR$ ) und Schlagvolumen ( $SV$ ) dargestellt ist, eine der Geraden  $B_1-R_1$  bis  $B_3-R_3$  bilden. In den Diagrammen gemäß Fig. 3 sind verschiedene Werte für das Herzzeitvolumen ( $HR \times SV$ ) als Hyperbeläste dargestellt, wobei das Herzzeitvolumen vom Koordinatenursprung aus zunimmt. Die Verbindungen  $R-B$  können auch eine gewisse Krümmung aufweisen, wenn ein derartiger Verlauf aus therapeutischen Gründen günstig erscheint.

Die Umschaltung der verschiedenen Kurven erfolgt bei dem in Fig. 2 dargestellten Ausführungsbeispiel durch eine weitere Teiladresse, die in einem Latch 7 enthalten ist. Dieses Latch wird von einem Zähler 8 angesteuert, der normalerweise in Ruhe ist. Das Ausgangssignal des Latch 7 als Adressensignal gelangt zu einem Umschalter 9, der in seiner aktivierten Stellung auch das Ausgangssignal des Zählers 8 direkt zur Adressierung des Speicherbereiches 5 durchhalten kann. Im normalen Betriebszustand erfolgt die Adressierung des Speicherbereiches — wie gesagt — jedoch durch das Latch 7.

Die Eichung, d. h. die Neueinstellung der Arbeitskennlinie erfolgt bei dem Ausführungsbeispiel der Erfindung dann, wenn die körperliche Belastung des Patienten so groß ist, daß keine weitere Schlagvolumenadaptation in Richtung auf Volumenzunahme mehr erfolgen kann (Steiler Bereich der Fläche  $L$  in Fig. 1).

Da zu höheren Herzfrequenzen hin das Schlagvolumen zusätzlich durch die sich verringende Kammerfüllung abnimmt, folgt die Abhängigkeit Schlagvolumen-Herzrate nicht mehr einem der Hyperbeläste — was einer Konstanzhaltung des Herzzeitvolumens in Anpassung an die augenblickliche körperliche Belastung bedeuten würde — sondern folgt einer Kurve, welche mehr oder weniger einem der entgegengesetzt zu den Hyperbel gekrümmten Kurven durch die Punkte  $B_1$  bis  $B_3$  entspricht.

Um dem Patienten bei großer Belastung ein möglichst großes Herzzeitvolumen zur Verfügung zu stellen, wird mit der erfindungsgemäßen Anordnung für den Fall der großen körperlichen Belastung die Arbeitskennlinie so gelegt, daß ihr Endpunkt für den Fall großer Belastung ( $L$ ) zu einem möglichst großen Herzzeitvolumen gehört, so daß durch die Variation der Herzfrequenz in Anpassung an das Schlagvolumen eine möglichst große Leistungsfähigkeit des Herzens sichert. Die Variation der Herzrate wird beschränkt durch die obere zulässige Frequenz.

Erreicht der Patient also seine obere zumutbare Belastung, so wird ein erster Belastungssensor 10 aktiv und gibt ein Ausgangssignal an. Dieser Belastungssensor besteht bevorzugt aus einem Sensor für die Bluttemperatur oder die Respirationsrate und ist digital auf einen bestimmten Schwellwert eingestellt, der gegebenenfalls durch äußere Schaltmittel veränderbar ist. Bei einem

programmierbaren Schrittmacher ist das Ausgangssignal des Belastungssensors in entsprechender Weise auch aktiv durch Programmiermittel einbaubar, so daß die Eichung durch den Arzt kontrolliert vorgenommen werden kann. Bei einem vorhandenen Belastungssensor für einen oberen großen Belastungswert erfolgt die Anpassung des Schrittmachers an das Herzverhalten jedoch selbsttätig. Der Grenzwert des Belastungsgebers hingegen ist bevorzugt wieder durch äußere Programmiermittel patientenindividuell anpaßbar.

Die Aktivierung des Sensors 10 löst die Abgabe eines Impulses aus, wodurch ein Flip-Flop 11 gesetzt wird, so daß der Eichzustand ausgelöst wird. Mit dem Ausgangssignal *Q* des Flip-Flops 11 wird ein UND-Gatter 12 durchgeschaltet, welches das Taktsignal eines Generators 13 zu dem Zähler 8 durchläßt, welcher nunmehr einen Zählzyklus durchläuft. Durch das Signal *Q* wird auch der Umschalter 9 betätigt, so daß das Ausgangssignal 8 des Zählers nunmehr den Speicherbereich 5 direkt adressiert. Da das höchstwertige Bit der durch den Zähler gebildeten Teiladresse durch einen Inverter 14 invertiert wird, erfolgt ein Zugriff auf einen anderen Speicherbereich des Speichers 5, wobei hier jedoch die weitere Teiladresse durch den Analog-Digital-Wandler 4 abgegeben wird, so daß nunmehr in Abhängigkeit von der Position des Zählers 8 und des Analog-Digital-Wandlers 4 Speicherplätze adressiert werden. Diese Speicherplätze enthalten jeweils einen Frequenzwert, so daß mit dem Durchlauf des Zählers ein Frequenzbereich adressiert und langsam durchlaufen wird, der der hohen Belastung des Patienten entspricht. Bei der aus Anschauungsgründen gewählten matrixartigen Organisation des Speichers werden also mit dem Durchlauf des Zählers verschiedene Spalten der Matrix adressiert, wobei alle Speicherplätze einer Spalte den selben Wert zur Ansteuerung des Oszillators 6 enthalten (bei einem anderen bevorzugten Ausführungsbeispiel kann der den Oszillator ansteuernde Digitalwert durch eine entsprechende Umformung während des Eichvorgangs auch von der Ausgangsadresse des Zählers 8 hergeleitet werden, wobei der Adresseneingang des Zählers 6 während des Eichvorgangs entsprechend umgeschaltet werden muß).

Des weiteren enthält jeder adressierte Speicherplatz einen dem momentanen Herzzeitvolumen (Produkt aus *HR* und *SV*) entsprechenden Wert, wobei dieser Wert einem Maximumdetektor 15 zugeleitet wird. Dieser Maximumdetektor gibt jeweils einen Ausgangsimpuls ab, wenn ein neuer Wert größer war als der vorhergehende. Das Ausgangssignal ist im Falle des Eichbetriebs durch ein aktiviertes Unterteil 16 zum Latch 7 durchgelassen, so daß — wenn bei der Variation der Herzfrequenz ein größerer Wert für das derzeitige Zeitvolumen gefunden wird — der zugehörige Zählerstand in das Latch 8 eingespeichert wird. Nach dem vollständigen Durchlauf des Testzyklus gibt der Zähler 8 beim Erreichen seines Ausgangszustands einen Impuls ab, welcher das Flip-Flop 11 in seinen Ausgangszustand zurücksetzt. Damit ist der Suchlauf abgeschlossen und in das Latch 7 der Teiladresse der Kennlinie eingespeichert, welche zu demjenigen Punkt gehört, der im Falle einer großen Belastung des Patienten eine maximale Herzleistung sichert. Die Arbeitskennlinie wird dabei bevorzugt so gewählt, daß der ermittelte Arbeitspunkt für den Fall großer Belastung den Endpunkt der Arbeitskennlinie bildet.

Das dargestellte Ausführungsbeispiel stellt lediglich eine Möglichkeit der Realisierung dar, wobei der entsprechende Arbeitskennlinienverlauf auch durch ent-

sprechende mathematische Operationen ermittelt werden kann. Das gilt auch für die Arbeitskennlinie. Die tabellenartige Ermittlung wurde bei dem Ausführungsbeispiel zum Zwecke der einfachen Darstellung gewählt und bietet Vorteile, wenn die Arbeitskennlinien keine Geraden sondern einen beliebig gekrümmten Verlauf haben sollen.

Der Zähler für die testweise Variation der Herzfrequenz löst im Testzyklus selbstverständlich nur Herzfrequenzwerte aus, welche eine (programmierbare) obere zulässige Frequenzgrenze für den Patienten nicht überschreiten. Tritt bei dieser Frequenz bei großer Belastung noch kein Abfall des Schlagvolumens auf, so bildet die maximale Frequenz denjenigen Wert, der bei maximalem Schlagvolumen und großer Belastung eingestellt wird.

Dasjenige Ende der Arbeitsgeraden, welches dem Ruhezustand entspricht, ist ebenfalls programmierbar. Dabei kann durch einen zweiten Sensor für die Belastung 17 — gegebenenfalls automatisch — ein Ausgangssignal abgegeben werden, wenn der Patient in Ruhe ist, was durch Beschleunigungsaufnehmer etc. vom Schrittmacher erkannt werden kann. Das Ausgangssignal des Sensors 17 ist aber auch vom Arzt durch äußere Programmiermittel zu erzeugen.

Vom Detektor 17 wird ein Adressengeber 18 aktiviert, welcher durch Veränderung einer weiteren Teiladresse des den Speicher 5 adressierenden Gesamtadressenwortes festlegt, das im Ruhezustand eine vorgegebene Stimulationsrate eingehalten wird, wobei durch die Adressierung des betreffenden Speicherbereichs von allen Arbeitskennlinien, welche durch den zuvor ermittelten Punkt *B* führen, diejenige gewählt wird, die auch durch den nunmehr aufgefundenen Punkt *R* im Falle der Ruhe führt. (Diese Operation läßt sich selbstverständlich ebenfalls durch ein entsprechendes Programm softwaremäßig durchführen.)

Auf diese Weise wird das sich im Ruhezustand einstellende Schlagvolumen der vorgegebenen Ruherate zugeordnet. Die schlagvolumenabhängige Frequenzadaptation ist somit für den Ruhebereich "selbsteichend", so daß Meßwertschwankungen des Schlagvolumensensors ausgeglichen werden.

Vom Detektor 17 wird — nachdem sich das zu der gewählten Stimulationsfrequenz gehörige Schlagvolumen eingestellt hat — ein Adressengeber 18 aktiviert, welcher durch Veränderung einer weiteren Teiladresse des den Speicher 5 adressierenden Gesamtadressenwortes festlegt, das im Ruhezustand eine vorgegebene Stimulationsrate eingehalten wird, wobei durch die Adressierung des betreffenden Speicherbereichs von allen Arbeitskennlinien, welche durch den zuvor ermittelten Punkt *B* führen, diejenige gewählt wird, die auch durch den nunmehr aufgefundenen Punkt *R* im Falle der Ruhe führt. (Diese Operation läßt sich selbstverständlich ebenfalls durch ein entsprechendes Programm softwaremäßig durchführen.)

Auf diese Weise wird das sich im Ruhezustand einstellende Schlagvolumen der vorgegebenen Ruherate zugeordnet. Die schlagvolumenabhängige Frequenzadaptation ist somit für den Ruhebereich "selbsteichend", so daß Meßwertschwankungen des Schlagvolumensensors ausgeglichen werden.

Die Erfindung beschränkt sich in ihrer Ausführung nicht auf das vorgehend angegebene Beispiel. Vielmehr sind eine Vielzahl von Varianten denkbar, welche von der dargestellten Lösung auch bei grundsätzlich anders gearteten Ausführungen Gebrauch machen. Insbeson-

dere beschränkt sich die Ausführung nicht auf die Realisierung mit diskreten logischen Baugruppen, sondern läßt sich vorteilhaft auch mit programmierter Logik — insbesondere unter Verwendung eines Mikroprozessors — realisieren.

5

10

15

20

25

30

35

40

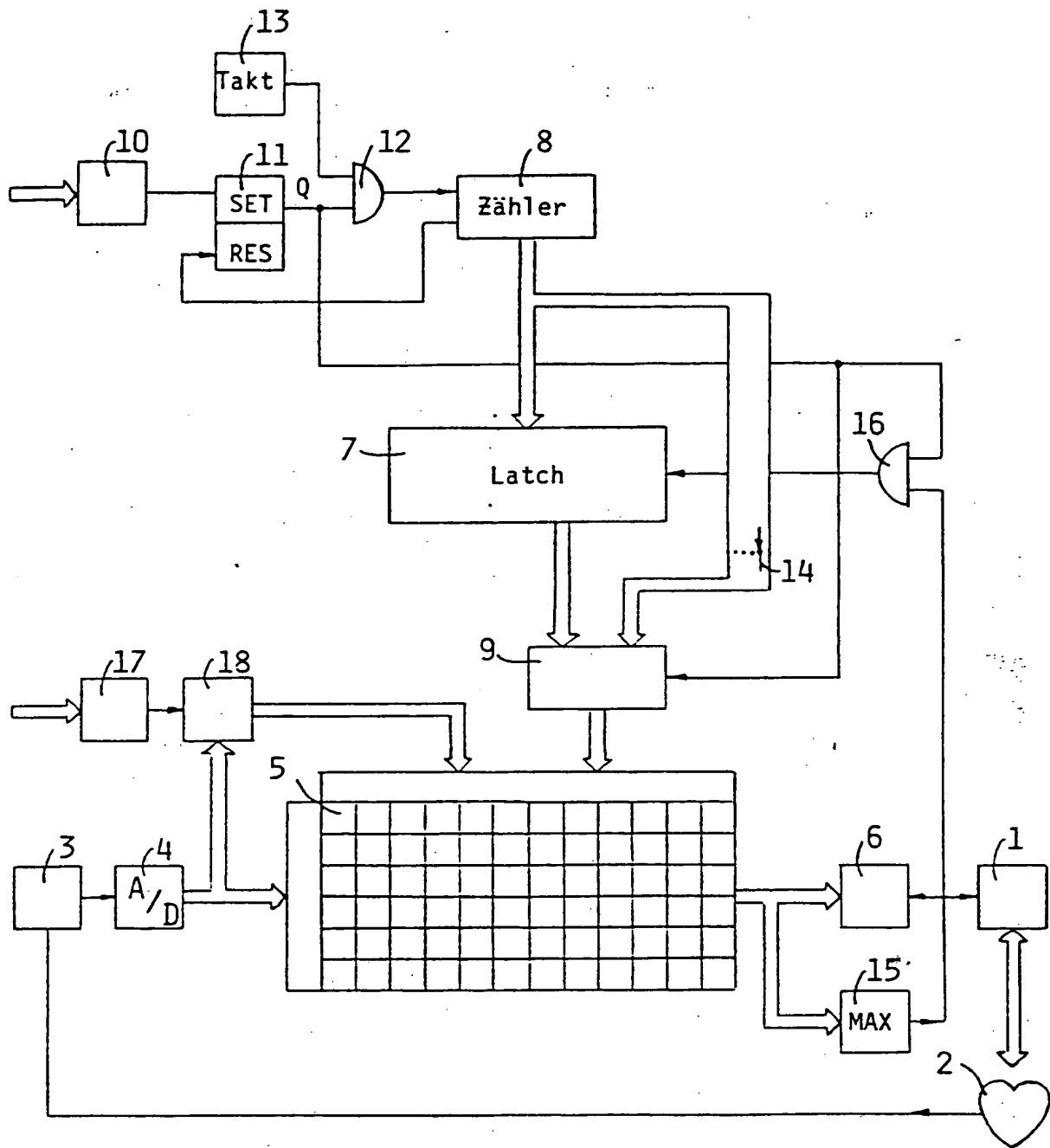
45

50

55

60

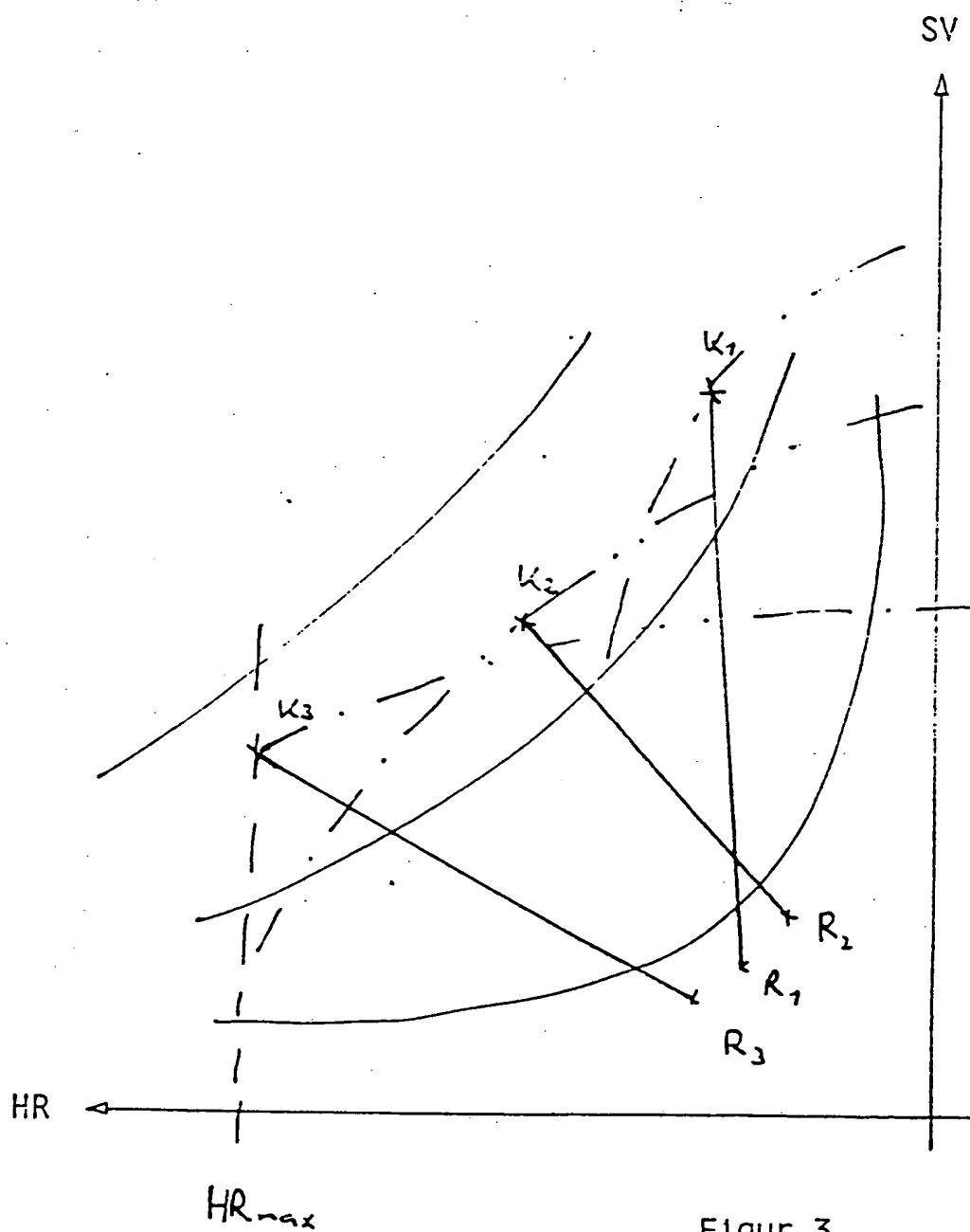
65



Figur 2

3533597

RECHNEREICH T



Figur 3



3533597

Nummer:  
Int. Cl. 4:  
Anmeldetag:  
Offenlegungstag:

35 33 597  
A 61 N 1/36  
18. September 1985  
16. April 1987

Fig. 1

